

SURGICAL OPHTHALMOMETER

Patent number: JP60210240
Publication date: 1985-10-22
Inventor: OREGU POMERANTSUEFU
Applicant: AI RESEARCH INST OBU RETEINA F
Classification:
- **international:** A61B3/12; G02B27/02
- **european:** A61B3/13B
Application number: JP19850029497 19850219
Priority number(s): US19840583247 19840224

Also published as:

DE 3506300 (A1)

Abstract not available for JP60210240

Abstract of corresponding document: **DE3506300**

A surgical ophthalmoscope for observation of the eye fundus comprises a left and a right eyepiece, a light source for guiding the light into the eye, an observation lens for focussing an image of the eye in a focal plane standing perpendicularly on an optical axis, a telescopic pipe, an image exchange device for splitting the image into a right and a left image and for the subsequent exchange of the images, such that the image rays entering on the right side of the observation lens are guided into the right optical path and the rays coming from the left side are guided onto the left optical path, and a left and a right magnifying device which each has an objective lens and an eyepiece lens between the image exchange device and the eyepieces, the objective and eyepiece lenses being optically aligned in order to magnify the exchanged images and to transfer the magnified images to the particular eyepieces.

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

⑫ 公開特許公報(A)

昭60-210240

⑬ Int. Cl.⁴

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 昭和60年(1985)10月22日

A 61 B 3/12
G 02 B 27/027437-4C
7529-2H

審査請求 未請求 発明の数 2 (全6頁)

⑮ 発明の名称 外科用検眼鏡

⑯ 特 願 昭60-29497

⑰ 出 願 昭60(1985)2月19日

優先権主張 ⑱ 1984年2月24日 ⑲ 米国(US) ⑳ 583247

㉑ 発 明 者 オレグ・ボメラントエフ アメリカ合衆国マサチューセッツ州ブルックライン、デビス・アベニュー50

㉒ 出 願 人 アイ・リサーチ・イン アメリカ合衆国02114マサチューセッツ州ボストン、スタンティニョ・ストリート 20
ステイテユート・オブ・レティナ・フアウンデーション

㉓ 代 理 人 弁理士 倉内 基弘 外1名

明 細 書

1. 発明の名称 外科用検眼鏡

2. 特許請求の範囲

(1) 患者の眼底を観察するための手術用検眼鏡であつて左・右接眼レンズと光源と光源からの光を患者の眼へと伝達する手段を含むものにおいて、

A. 患者の眼により反射される光の光路により決定される光軸に垂直な焦点面内に患者の眼の像を集光させる集光レンズと、

B. 前記像を左像と右像に分割し、集光レンズの右側に入射する像光線が右接眼レンズに導かれ、左側からの像光線が左接眼レンズに導かれるように前記像を交換するための像交換手段と、

C. 対物レンズと接眼レンズを有し、像交換手段と接眼レンズ間にこれらと光学的に整列して配置され、交換された像を拡大して各接眼レンズにこの像を伝達する左・右拡大手段とから成る外科用検眼鏡。

(2) 像交換手段は、光軸に沿つて集光レンズに隣して互いに離隔している2組の平行な反射面を有する特許請求の範囲第1項記載の外科用検眼鏡。

(3) 拡大手段は、各々対物レンズと接眼レンズ間に光学的に整列して配列されている一対のペリスコピック反射手段を有する特許請求の範囲第1項記載の外科用検眼鏡。

(4) ペリスコピック手段は、使用者の瞳孔間距離の差異に合わせるために回転可能である特許請求の範囲第3項記載の手術用検眼鏡。

(5) 光軸に沿つて像交換手段の位置を調節するための手段を有する特許請求の範囲第1項記載の外科用検眼鏡。

(6) 光を導くための手段は、光が導かれる角度を調節するための手段を有する特許請求の範囲第1項記載の外科用検眼鏡。

(7) 拡大手段は、その光路に沿つて対物レンズの位置を調節するための手段を有する特許請求の範囲第1項記載の外科用検眼鏡。

(8) 集光レンズを像交換手段に接続する入れ子管

を有する特許請求の範囲第1項記載の外科用検眼鏡。

(9) 患者の眼底を観察するための立体像用検眼鏡であつて、左・右接眼レンズと光源と光源からの光を患者の眼に導く手段を有するものにおいて、

A. 患者の眼により反射される光の光路により決定される光軸に垂直な焦点面内に患者の眼の像を集光させる集光レンズと、

B. 光軸に沿つて配列されており、像を左像と右像に分岐し、集光レンズの右側に入射する光線が右接眼レンズに導かれ、左側からの像光線が左接眼レンズに導かれるように前配像を交換し、2組の互いに離隔している平行反射面を有し、各組が光軸に沿つて前後方向に動く誘導鏡を有する調節可能な像交換手段と、

C. 対物レンズと接眼レンズを有し、像交換手段と接眼レンズ間に光学的に整列して配置され、交換された像を拡大して各接眼レンズに伝達し、対物レンズと接眼レンズ間に配されている一対の左・右ペリスコピック反射手段を有し、さらに各

接眼レンズに關して対物レンズの位置を前後に調節する手段を有する左・右拡大手段と、

D. 光源から患者の眼へと導かれる光の角度を調節する手段とから成る立体像用検眼鏡。

5.発明の詳細な説明

(発明の背景)

本発明は、眼科装置に關し、特定すれば、患者の眼底すなわち網膜の手術に有用な拡大検眼鏡に關する。

多数の装置が、眼底検査用として周知である。直接像検眼鏡は、通常眼底を照射するがこれを実際には拡大しない手持ち装置である。目に見える像は正立しており倒立されない。医者は、自分の目を脱離および患者に近寄せておかなければならない。さらに、像は視野が狭く奥行きがない。何故ならば、装置は検査する医者の眼の一方だけで焦点が合わせられるからである。以上の理由により、直接像検眼鏡は手術に使用することに適当ではない。

これとは別の検査装置は倒像検眼鏡である。これは、通常集光レンズもしくは観察レンズと呼ばれる拡大用のレンズを使用している。このレンズは患者の眼前に置かれ、立体的に見るために、拡大された眼底像を患者と観察者との間にある像平面で焦点を結ばせるために使用される。この集光

レンズは、医者の頭部に保持され、医者の瞳孔間距離を狭め照明を提供する両眼用装置と共に通常は使用される。しかし、医者が見る眼底像は倒立反転しており、この状態は正確さの要求および反射的視りの危険性の理由により外科医にとつて容認することができない。

手術室において、通常眼底手術は平坦なコンタクトレンズを患者の眼の結膜に縫合して行う。患者の上方に置かれたスリット付ランプすなわち手術用顕微鏡で眼底を照射し、患者の角膜およびコンタクトレンズにより伝達される眼底像を結像させる。コンタクトレンズは、角膜による強い屈折を除去するために用いられるがこれは手術活動を妨害する可能性がある。コンタクトレンズはまた、角膜上皮に水腫を誘発し、またガラス体周辺および網膜の詳細な観察をさらに困難なものとするかもしくは不可能にする。さらに、手術用顕微鏡は以下のような使用上の不利益を有する。すなわち、倍率を高めるにつれて眼底像の明るさが減少する。明るさが十分でないと像の可視性やコントラスト

や解像度が減少する。

立体眼底鏡として例示される他の装置は、ストリーツェル (Streetsel) による米国特許第 3,475,082 号明細書中に開示されている。この装置は、先に述べた倒像検眼鏡と同様に集光レンズと共に動作し、一連のレンズを用いて眼底像を拡大し、接眼レンズ中の正立配向へと反転する。分離用の第1のプリズムと第2のプリズムで、左右接眼レンズへ伝達される像を交換して正しい立体像を維持する。本装置は、動作上の大きな制約を受けると考えられる。上記特許明細書中に開示されているように、集光レンズと患者の瞳孔との間の距離は、患者の顔に接覆されるスペースによつて一定に保たなければならない。さらに集光レンズの配置によつて、患者の角膜の屈折誤差を修正して中間の眼底像が分離用プリズムの頂端に正しく焦点が合わせられるようにしなければならない。

それ故、特に網膜上や黄斑の回りで手術を行なうために十分な倍率と十分な解像度を提供すること

のできる外科用の検眼鏡が必要である。このような装置は、正しい立体像と相当の視野を損なわずに、したがつて奥行き感覚を維持し、ほとんどの眼底全体を観察でき、しかも正立像を提供できることが望ましい。さらに、外科医の作業範囲と干渉するようなコンタクトレンズおよびスペースがなくとも動作し得る外科用検眼鏡は、長い間懸案であつた要求を満足するものである。

〔発明の概要〕

本発明は、患者の眼底の拡大立体像を生ずることができる改良された外科用検眼鏡に係る。装置は集光レンズと、一対の拡大用(ケプラー)望遠鏡と、この集光レンズから拡大用光学系へと眼底像を伝達する2組の像交換用鏡を有する。本装置は、照明と視野範囲のどちらも決定的に損なうことなく、正立像を提供し、拡大を行い、立体像を維持する。好ましい具体例において、本検眼鏡はコンパクトなスタンド取付け装置であり、手術中患者の眼の上方に配置して眼底像を外科医に提供することができるものである。

従来の倒像検眼鏡においては、倍率は手持ち集光レンズによつて制約を受けている。集光レンズは、医者が見る像だけでなく患者の瞳孔面における光源像も拡大する。拡大された光源像によつて、医者が眼底像を観察するための余地を患者の瞳孔内に残さない時もしくは光源が患者の虹彩によつて部分的に遮られて眼底像の明るさが減じる時、限界に達する。実際には、この限界はほぼ倍率5xである。本発明は、望遠鏡と検眼鏡の接眼レンズとを組み合わせることによつて、光源の拡大に影響を与えずに眼底像の拡大率を増すようにすることでこの問題を解決する。

本発明の好ましい具体例による検眼鏡は、ガリレイ望遠鏡ではなくケプラー望遠鏡をこのケプラー拡大光学系は、^{使用する。}医者に相当に広い視野を提供する。このようなケプラーシステム(すなわち凸レンズの接眼レンズを有する)で倍率6xのものは、約42°の視野を有し、同じケプラーシステムで倍率10xのものは約33°の視野を有する。これと比較して、凹レンズの接眼レンズを有するガ

リレイシステムは、倍率6xで約8°程度の視野しか生じない。

本発明によれば、各接眼レンズに組み込まれるケプラー望遠鏡は観察者の眼に倒立・反転像を提供する。それゆえ、この拡大光学系と集光レンズを一筋に使用する時、医者は正立眼底像を見る。しかし、集光レンズはまず第1に外科医の瞳孔の右・左像を交換するよう機能するので、外科医の瞳孔が見るこの眼底の正立像は偽の立体像である。正しい立体像に復元するために、左・右接眼レンズ内に焦点を合わせられる像是再度交換されなければならない。

本発明は、この新たな問題を、左・右像にタンデムに作用するケプラー拡大用組立体とこれと協働する像交換用組立体とを用いて、集光レンズからの像を交換・拡大する。一つの好ましい具体例において、この像交換用組立体は互いに平行な鏡より成る左像セットと右像セットを有し、そしてこれらの鏡は光軸に沿つて互いにずらされているので、左・右像が交換される時それらは干渉しない。

本具体例において、左誘導鏡は集光レンズからの左側の像を右に反射し、ここでさらに装置の右側の拡大光学系へと反射される。同様に、左誘導鏡の後方に配されている右誘導鏡は、集光レンズからの右側の像を装置の左側の拡大光学系へと反射する。

さらに、本発明は鏡の位置を調節して、医者の瞳孔間距離と観察距離に合わせるための機構を有することができる。さらに、本発明は、照射光の角度と拡大率を調節するための手段を有することができる。一つの好ましい具体例においては、対物レンズの位置もまたいわゆる「ズーム」焦点制御を提供する機構により調節可能である。

本発明の技術思想から逸脱することなく様々な変更・応用が可能であることは当業者には明らかであろう。たとえば、例示した調節機構をカム機構、ピボット機構、並進台等の種々の等価な機構で置き換えることが可能である。

〔好ましい実施例の詳細な説明〕

第1図は、本発明による検眼鏡10の全体図を

示しており、組込み集光レンズ12と、入れ子筐14と、観察装置16を有する。本検眼鏡は、手術中の患者の上方に据え付けられる。観察装置16は、支持ブラケット18と、ランプ包頭体20と、光学組立体22を有する。観察装置16は、第3図と第5A図に例示されているようにアパーチャ64を有し、像はここを通つて集光レンズ12から受け取られ、さらに両眼観察のための接眼レンズ24、24Aも有する。また観察装置16は、照射角度を調節するための調節つまみ26や患者の瞳孔の大きさに合わせるための別の調節つまみ28や倍率を調節するためのズーム制御装置30を有する。電気コネクタ32が、照射ランプとバッテリーもしくは他の電源（図示せず）との電気的な接続を可能にする。

第2図においては、像光路が略示されている。左光路34が破線で示されており、これは集光レンズ12や像交換用組立体40の鏡M1、M3や左拡大用組立体50によつて定められる。右光路34Aは実線で示されており、これは集光レンズ

12や像交換用組立体40の鏡M2、M4や右拡大用組立体50Aによつて決められる。集光レンズ12は、患者の眼底像の焦点面A11の空中に合わせる。この像は、上・下と左・右が逆である。像交換用組立体40は、集光レンズ12からの左側像光線と右側像光線を交換して疑似立体像の状態を回避する。この交換された左・右像は、次に拡大用組立体50、50Aへと伝達される。この像は、拡大用組立体50、50Aの対物レンズ52、52Aによつて一对の焦点面A12に再度焦点を結ばれる。接眼レンズ54、54Aを通して見られる最終像は、このようにして正しい立体像の拡大・正立像である。

本検眼鏡の焦点は、矢印36によつて示される集光レンズ12の前・後移動によつて調節される。この移動は、患者の眼に照して入れ子筐14を第1図において前・後にスライドさせることによつて達成され得る。さらに、鏡M1、M2は、第3図および第4図に例示されている調節つまみ28を使つて矢印42によつて例示されるように前・

後に調節され得る。例えば鏡M1、M2をラック・ピニオン駆動によつて動かし、一方この間鏡M3、M4は静止状態に留めれば、この動きによつて、観察者の瞳孔間距離に追従することができ、したがつて観察距離の違いや患者の瞳孔の大きさの違いに合わせる事ができる。

鏡M3、M4からの像は、各々左・右拡大用組立体50、50Aに伝達される。この組立体50、50Aは各々対物レンズ52、52Aと接眼レンズ54、54Aを有する。各拡大用組立体の対物レンズと接眼レンズ間には第3A図に例示されているように第一・第二のペリスコピック鏡74、76、74A、76Aがあり、そしてこれらは各組立体の対物レンズと接眼レンズ間を一所分離し、回転によつて観察者の瞳孔間距離の変化に対する調節を可能にする。

接眼レンズ54、54Aに関する各対物レンズ52、52Aの位置は、第3図、第5図に例示されているズーム制御装置30を利用して、矢印56、56Aによつて例示されるように左・右光

路に沿って前・後に調節され得る。例示されている具体例においてズーム制御装置30は、両方の対物レンズ52、52Aに対するラックと係合しているビニオンギヤを使用している。このようにして、つまみの回転によつて、対物レンズ52、52Aの位置を光軸60に沿って前後に並進させるための機構が提供される。さらに、好ましい具体例においては、接眼レンズ54、54Aは、例えばねじ山が切られているハウジング内での回転によつて独立に調節することができ、医者の眼の屈折力に合わせて鮮明な焦点を提供するようにするのが好ましい。

第3図、第3A図で示されているように、第1図の観察装置16のランプ包囲体20はランプ38を収容しており、そしてこのランプ38は電気プラグ32を介して従来のバッテリーパックもしくは他の電力源（図示せず）に接続され得る。このランプが点灯すると、光は照明鏡62で反射されて、アパーチャ64から出て集光レンズへと伝わり（第2図）そして、ここから患者の眼の内部に達

する。照射角度は調節つまみ26によつて調節される。つまり調節つまみ26の回転によつて、ラック68に係合しているビニオンギヤ66が鏡62を光軸60に沿って前後に動かす。

患者の眼から戻ってくる像光線は集光レンズを通つて後方に伝わり、アパーチャ64に入る際鏡M1、M2によつて分割され、鏡M3、M4で反射されて、先に述べたように、左・右像が交換されて接眼レンズ64に伝達する。調節つまみ28は、ラック44に係合しているビニオンギヤ42に連結しており、このラックは鏡M1、M2を横切つて設置されている。第4図に例示されているように、調節つまみ28の回転は、ラック・ビニオン機構を作動して、鏡M1、M2を前後に動かす。

対物レンズ52、52Aによるズーム制御は、第3図、第3A図および特に第5図に例示されている。観察装置16の側部のつまみ（ズーム制御）30はビニオンギヤ48に連結している。このビニオンギヤ48はラック58に係合し、このラック

ク上に対物レンズ52、52Aは設置されている。このようにしてつまみ30の回転によつて対物レンズ52、52Aが前後に動く。

調節可能な集光レンズや像交換手段や拡大光学系をコンパクトで調節可能な装置において、上記のように組み合わせたことは、検眼鏡装置の分野に相当に寄与するものである。本発明の技術思想から逸脱することなく様々な応用・変更が可能であることは当業者には明らかであろう。

4. 図面の簡単な説明

第1図は、本発明による検眼鏡の全体を示す斜視図である。

第2図は、第1図の検眼鏡の像光学系の概略図である。

第3図と第3A図は、各々本発明による検眼鏡の正面図と側面図である。

第4図は、第3図と第3A図の装置のための像交換用組立体の平面図である。

第5図は、第3図と第3A図の装置のためのズ

ーム制御機構の底面図である。

図中の番号が示す名称を以下に挙げる。

なお、同一番号は同一部位を示すものとする。

- 10：検眼鏡
- 12：組込み集光レンズ
- 14：入れ子管
- 16：観察装置
- 18：支持受け
- 20：ランプ包囲体
- 22：光学組立体
- 24、24A：接眼レンズ
- 26：調節つまみ
- 28：調節つまみ
- 30：ズーム制御装置
- 32：電気コネクタ
- 34：左光路
- 34A：右光路
- 38：ランプ
- 40：像交換用組立体
- 42：ビニオンギヤ

- 44: ラック
 48: ピニオン
 50、50A: 右・左拡大用組立体
 52、52A: 対物レンズ
 54、54A: 接眼レンズ
 58: ラック
 60: 光路
 62: 照明鏡
 64: アパーチャ
 66: ピニオンギヤ
 68: ラック
 74、74A、76、76A: ペリスコピック鏡
 M1、M2、M3、M4: 鏡
 A11、A12: 焦点面

代理人の氏名 倉内 祐 弘

同 風間 弘 志

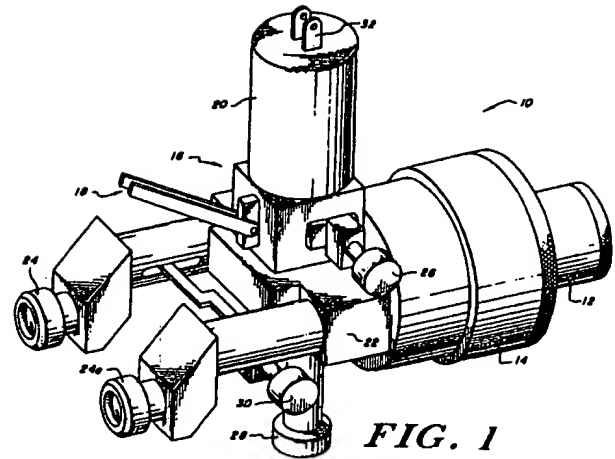


FIG. 1

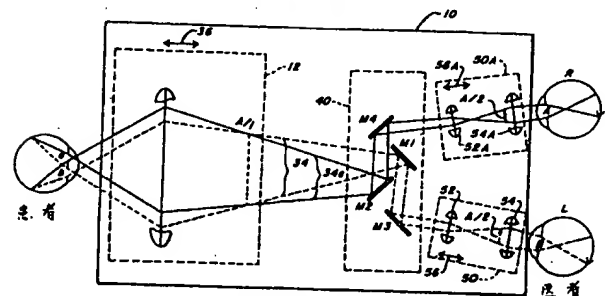


FIG. 2

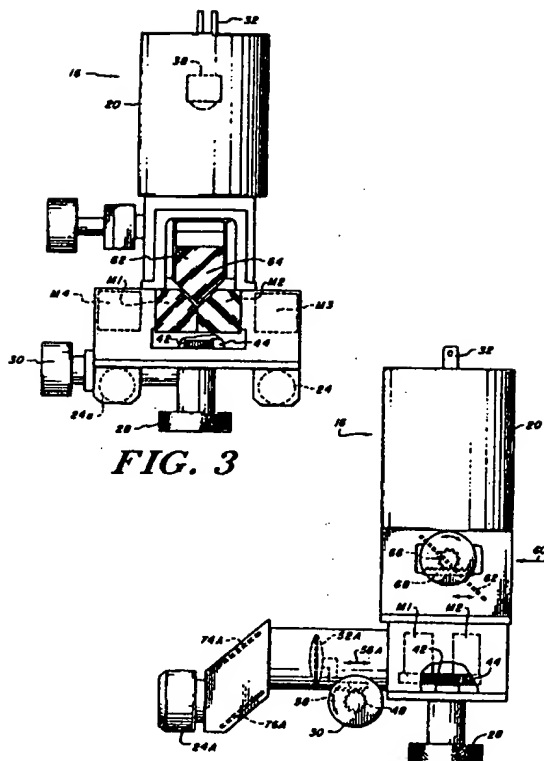


FIG. 3

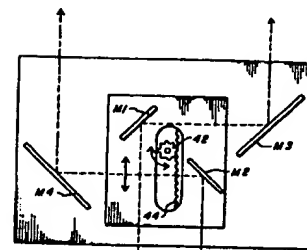


FIG. 4

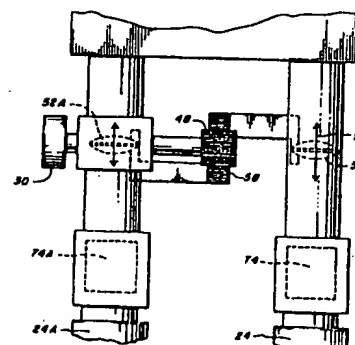


FIG. 5

FIG. 3A